

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

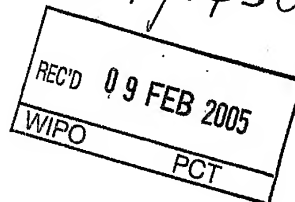
PCT/EP200 4 / 0 1 4 3 0 9

PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



EP04/14309



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen:

103 58 927.9

Anmeldetag:

16. Dezember 2003

Anmelder/Inhaber:

Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena/DE

Bezeichnung:

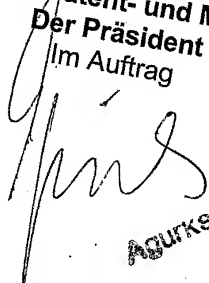
Laservorrichtung und Verfahren zur Material-
bearbeitung mittels Laserstrahlung

IPC:

A 61 F, B 23 K

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 08. Dezember 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag


AGURKS

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/053

16. Dezember 2003
K/22/kk

Laservorrichtung und Verfahren zur Materialbearbeitung mittels Laserstrahlung

5 Die Erfindung bezieht sich auf eine Laservorrichtung zur Materialbearbeitung, mit einer gepulste Laserstrahlung bereitstellenden Laserstrahlquelle und einer variablen Ablenkeinrichtung, die die Laserstrahlung an verschiedenen, wählbaren Stellen ins Material zur Erzeugung optischer Durchbrüche einbringt. Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur Materialbearbeitung mittels Laserstrahlung, bei dem gepulste Laserstrahlung erzeugt und veränderlich zur Erzeugung optischer Durchbrüche ins Material abgelenkt wird.

10 Diese Laservorrichtung sowie das zugrunde liegende Verfahren zur Materialverarbeitung eignet sich besonders, um gekrümmte Schnittflächen innerhalb eines transparenten Materials auszubilden. Gekrümmte Schnittflächen innerhalb eines transparenten Materials werden beispielsweise bei laserchirurgischen Verfahren und dort insbesondere bei augenchirurgischen Eingriffen erzeugt. Dabei wird Behandlungs-Laserstrahlung innerhalb des Gewebes, d.h. 15 unterhalb der Gewebeoberfläche derart fokussiert, daß optische Durchbrüche im Gewebe entstehen.

20 Im Gewebe laufen dann zeitlich hintereinander mehrere Prozesse ab, die durch die Laserstrahlung initiiert werden. Überschreitet die Leistungsdichte der Strahlung einen Schwellwert, kommt es zu einem optischen Durchbruch, der im Material eine Plasmablase erzeugt. Diese Plasmablase wächst nach Entstehen des optischen Durchbruches durch sich ausdehnende Gase. Anschließend wird das in der Plasmablase erzeugte Gas vom umliegenden Material aufgenommen und die Blase verschwindet wieder. Dieser Vorgang 25 dauert allerdings sehr viel länger, als die Entstehung der Blase selbst. Wird ein Plasma an einer Materialgrenzfläche erzeugt, die durchaus auch innerhalb einer Materialstruktur liegen kann, so erfolgt ein Materialabtrag von der Grenzfläche. Man spricht dann von Photoablation. Bei einer Plasmablase, die vorher verbundene Materialsichten trennt, ist üblicherweise von Photodisruption die Rede. Der Einfachheit halber werden all solche Prozesse hier unter dem 30 Begriff optischer Durchbruch zusammengefaßt, d.h. dieser Begriff schließt nicht nur den

eigentlichen optischen Durchbruch sondern auch die daraus resultierenden Wirkungen im Material ein.

Für eine hohe Genauigkeit eines laserchirurgischen Verfahrens ist es unumgänglich, eine hohe
5 Lokalisierung der Wirkung der Laserstrahlen zu gewährleisten und Kolateralschäden in
benachbartem Gewebe möglichst zu vermeiden, Es ist deshalb im Stand der Technik üblich, die
Laserstrahlung gepulst anzuwenden, so daß der zur Auslösung eines optischen Durchbruchs
nötige Schwellwert für die Leistungsdichte nur in den einzelnen Pulsen überschritten wird. Die
US 5.984.916 zeigt diesbezüglich deutlich, daß der räumliche Bereich des optischen
10 Durchbruchs (in diesem Fall der erzeugten Wechselwirkung) stark von der Pulsdauer abhängt.
Eine hohe Fokussierung des Laserstrahls in Kombination mit sehr kurzen Pulsen erlaubt es
damit, den optischen Durchbruch sehr punktgenau in einem Material einzusetzen.

Der Einsatz von gepulster Laserstrahlung hat sich in der letzten Zeit besonders zur
15 laserchirurgischen Fehlsichtigkeitskorrektur in der Ophthalmologie durchgesetzt.
Fehlsichtigkeiten des Auges rühren oftmals daher, daß die Brechungseigenschaften von
Hornhaut und Linse keine optimale Fokussierung auf der Netzhaut bewirken.

Die erwähnte US 5.984.916 sowie die US 6.110.166 beschreiben Verfahren zur
20 Schnitterzeugung mittels geeigneter Erzeugung optischer Durchbrüche, so daß im Endeffekt die
Brechungseigenschaften der Hornhaut gezielt beeinflußt werden. Eine Vielzahl von optischen
Durchbrüchen wird so aneinandergesetzt, daß innerhalb der Hornhaut des Auges ein
linsenförmiges Teilvolumen isoliert wird. Das vom übrigen Hornhautgewebe getrennte
linsenförmige Teilvolumen wird dann über einen seitlich öffnenden Schnitt aus der Hornhaut
25 herausgenommen. Die Gestalt des Teilvolumens ist so gewählt, daß nach Entnahme die Form
und damit die Brechungseigenschaften der Hornhaut so geändert sind, daß die erwünschte
Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt ist. Die dabei geforderten Schnittflächen sind gekrümmt, was
eine dreidimensionale Verstellung des Fokus nötig macht. Es wird deshalb eine
zweidimensionale Ablenkung der Laserstrahlung mit gleichzeitiger Fokusverstellung in einer
30 dritten Raumrichtung kombiniert. Dies wird hier unter dem Begriff „Ablenkung“ subsumiert.

Beim Aufbau eines Schnittes durch Aneinanderreihung optischer Durchbrüche im Material
verläuft die Erzeugung eines optischen Durchbruches um ein Vielfaches schneller, als es
dauert, bis ein davon erzeugtes Plasma wieder im Gewebe absorbiert wird. Aus der
35 Veröffentlichung A. Heisterkamp et al., Der Ophthalmologe, 2001, 98:623-628, ist es bekannt,
daß nach Erzeugen eines optischen Durchbruches in der Augenhornhaut am Fokuspunkt, an
dem der optische Durchbruch erzeugt wurde, eine Plasmablase wächst, die nach einigen ns
eine maximale Größe erreicht und anschließend wieder nahezu vollständig kollabiert. Es

bleiben dann nur kleine Restblasen übrig. Die Veröffentlichung führt aus, daß ein Zusammenschließen anwachsender Plasmablasen die Schnittqualität mindert. Es wird deshalb dort ein gattungsgemäßes Verfahren vorgeschlagen, bei dem einzelne Plasmablasen nicht direkt nebeneinander erzeugt werden. Stattdessen wird in einer spiralförmigen Bahn zwischen

5 aufeinanderfolgend erzeugten optischen Durchbrüchen eine Lücke gelassen, die in einem zweiten Durchlauf durch die Spirale mit optischen Durchbrüchen und daraus resultierenden Plasmablasen gefüllt wird. Damit soll ein Zusammenschluß benachbarter Plasmablasen verhindert und die Schnittqualität verbessert werden.

- 10 Es ist aber generell erforderlich, den Abstand zweier aufeinanderfolgender Plasmablasen auf der Bahnkurve möglichst genau zu steuern. Im Prinzip kann dies bei konstanter Folgefrequenz der Laserpulse durch Anpassung der Bahngeschwindigkeit, also der Ablenkgeschwindigkeit, erfolgen. Im Fall der Spirale würde dies bedeuten, daß der Laserstrahl eine innere Spiralbahn wesentlich schneller (d.h. mit einer höheren Winkelfrequenz) durchläuft, als eine äußere Bahn.
- 15 Dies ist eine geeignete Methode, solange die maximale Ablenkfrequenz des jeweils verwendeten Scansystems eine ausreichende Bahngeschwindigkeit zuläßt. Für die Ablenkfrequenz f_s der für die laterale Ablenkung des Laserstrahls verwendeten Scanner gilt die einfache Beziehung $f_s = (f_L \cdot s) / (2\pi \cdot r)$. Dabei ist f_L die Folgefrequenz der Pulse im gepulsten Laserstrahl und s der entlang der Bahnkurve gemessene geometrische Abstand zweier
- 20 nacheinander zu erzeugender Plasmablasen auf der zumindest abschnittsweise näherungsweise kreisförmigen Bahnkurve mit dem Radius r . Nimmt man für eine Abschätzung die maximale Ablenkfrequenz üblicher Galvanometer-Scanner an, die nichtresonant bis Frequenzen von ca. 300 Hz dem Ansteuersignal mit guter Genauigkeit folgen können, so ergibt sich für $s=10 \mu\text{m}$ und $r=20 \mu\text{m}$ eine maximale Pulsfrequenz von etwa 4 kHz. Mit
- 25 Einschränkungen hinsichtlich der Ablenkwinkel, könnten evtl. auch noch höhere Pulsfrequenzen sinnvoll verwendet werden. Allerdings wachsen dann die Positionsfehler, was einem solchen Vorgehen praktische Grenzen setzt. Diese Überlegungen zeigen, daß es mit den derzeit üblichen Scannersystemen nötig ist, zur Darstellung gewünschter Spiralbahnen die Pulsfrequenz der Laserstrahlung auf max. 10 kHz zu beschränken.

- 30 Als alternativer Ansatz wäre es theoretisch denkbar, die Pulsfrequenz der Laserstrahlung variabel zu gestalten; jedoch gibt es für ein solches Vorgehen bei der Verwendung von Lasersystemen mit passiv modensynchronisierten Oszillatoren gewisse Einschränkungen. Die heute üblichen fs-Lasersysteme liefern in medizinischer Anwendung deshalb nur
- 35 Laserstrahlung mit einer festen Pulsfrequenz. Dies führt zu technischen Lösungen, die feste Pulsfrequenzen der Laserstrahlung im Bereich einiger kHz haben. Die Prozeßgeschwindigkeit bei der Schnittflächenerzeugung ist damit auf die Bereiche der Bahn abgestimmt, die die größten Anforderungen an die Ablenkung stellen.

Eine möglichst schnelle Schnittflächenerzeugung ist nicht nur aus Komfort- oder Zeitersparniswünschen anzustreben; vor dem Hintergrund, daß bei ophthalmologischen Operationen unvermeidlicherweise Bewegungen des Auges auftreten, fördert eine schnelle
5 Schnittflächenerzeugung auch die optische Qualität des erzielten Resultats bzw. senkt die Anforderungen an eventuelle Nachführungen von Augenbewegungen.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß für die Erzeugung einer Schnittfläche eine
10 möglichst geringe Zeit erforderlich ist.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einem gattungsgemäßen Verfahren gelöst, bei dem selektierte Laserpulse der gepulsten Laserstrahlung hinsichtlich eines optischen Parameters so verändert werden, daß die veränderten Laserpulse keine optischen Durchbrüche mehr
15 erzeugen. Die Aufgabe wird durch die Erfindung weiter gelöst mit einer gattungsgemäßen Laservorrichtung, die eine Pulss Selektionseinrichtung aufweist, welche selektierte Laserpulse der gepulsten Laserstrahlung so hinsichtlich mindestens eines optischen Parameters verändert, daß mit den veränderten Laserpulsen keine optischen Durchbrüche erzeugbar sind.

20 Die Pulsfrequenz der zur Bearbeitung prinzipiell geeigneten Laserstrahlung, die von der letzten Verstärkerstufe des Lasersystems abgegeben wird, ist also konstant und wird nachträglich mittels einer geeigneten Vorrichtung physikalisch durch Beeinflussung der Laserpulse so verändert, daß nur eine Teilmenge der erzeugten Laserpulse noch im Gewebe optische Durchbrüche bewirkt. Die Laserstrahlquelle ist also im Gegensatz zum Stand der Technik
25 hinsichtlich der Wiederholfrequenz, mit der die Laserpulse abgegeben werden, nicht mehr auf Bereiche der Bahnkurve mit den höchsten Anforderungen an die Ablenkung (z.B. größtem Abstand aufeinanderfolgender optischer Durchbrüche) optimiert, sondern kann nun sehr viel höher gewählt werden. Beispielsweise ist es möglich die Laserstrahlquelle hinsichtlich der Pulsfrequenz auf den Bereich mit den niedrigsten Anforderungen an die Ablenkung (z.B.
30 geringstem örtlichen, beziehungsweise zeitlichem Abstand, aufeinanderfolgend zu erzeugender optischer Durchbrüche) abzustimmen. Durch die Selektion von Laserpulsen kann die hinsichtlich optischer Durchbrüche wirksame Wiederholfrequenz der Laserpulse, d.h. die Pulsfrequenz derjenigen Pulse, die in der Lage sind optische Durchbrüche auszulösen, stufenweise wählbar gemindert werden, so daß Begrenzungen des Ablenkensystems nicht mehr
35 wirksam sind. Diese Minderung durch Selektion von Laserpulsen behindert die Abstimmung und Auslegung der Laserstrahlquelle jedoch nicht, so daß die eingangs erwähnten Probleme hinsichtlich Laser mit veränderbarer Pulsfrequenz nicht auftreten.

Die Erfindung ermöglicht eine gegenseitige Abstimmung von Selektion der zu verändernden Laserpulse und Laserstrahlablenkung, so daß die Ablenkung vorteilhafterweise immer möglichst nahe der maximalen Ablenkgeschwindigkeit erfolgen kann. Dadurch ist eine schnelle Schnitterzeugung erreicht, ohne daß am Lasersystem Änderungen vorgenommen werden
5 müßten. Für diese Abstimmung ist es natürlich wesentlich, daß die Selektion der zu verändernden Laserpulse wählbar ist.

Insbesondere ist eine variierbare Teilung der konstanten Pulsfrequenz der Laserstrahlung nach Verlassen des letzten Laserverstärkers mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung möglich. Es
10 bewirkt letztlich dann nur jeder n-te Laserpuls, der den Laserverstärker verläßt, einen optischen Durchbruch im Gewebe; also z.B. jeder zweite, oder nur jeder dritte, usw. Die Teilung kann selbstverständlich variierend gestaltet werden.

Zu diesem Zweck wird durch die Pulsselektionseinrichtung der erfindungsgemäßen Vorrichtung
15 eine Teilmenge der Laserpulse, die den letzten Laserverstärker mit hoher Pulsfrequenz verlassen, selektiert und geeignet beeinflusst. Geeignete Beeinflussung meint, daß zumindest ein physikalischer Parameter jedes selektierten Laserpulses so verändert wird, daß dieser keinen optischen Durchbruch mehr erzeugen kann; die übrigen (nicht-selektierten) Laserpulse verursachen dagegen weiterhin optische Durchbrüche im Fokuspunkt. Die selektierten
20 Laserpulse sind also unter dem Aspekt der Wirkung im Material „unschädlich“.

Als physikalischer Parameter, der erfindungsgemäß beeinflusst werden kann, kommt insbesondere die Phase, die Amplitude, die Polarisation, die Strahlrichtung (Pointing Vektor) oder die Feldverteilung über den Strahlquerschnitt (Strahlprofil) in Frage. Insbesondere können
25 diese Parameter auch im Frequenzraum (in spektraler Darstellung) manipuliert werden, da dies bei der Veränderung ultrakurzer Pulse einfacher möglich ist. Entscheidend ist, daß die Beeinflussung der selektierten Laserpulse dazu führt, daß im Material ein Schwellwert für die Leistungsdichte, der zur Erzeugung eines optischen Durchbruchs überschritten werden muß, nicht mehr überschritten wird. Dies wird unmittelbar erreicht oder mittelbar durch nachfolgende
30 Wechselwirkung der beeinflussten Pulse mit einem der Laserstrahlquelle nachgeordneten optischen System bzw. bestimmten Komponenten desselben.

Die gepulste Laserstrahlung wird mit einer bestimmten Pulsfrequenz erzeugt und danach hinsichtlich der selektierten Laserpulse noch verändert, wenn sie das Lasersystem (Oszillator
35 und/oder Verstärker) bereits verlassen hat. Damit sind nachteilige Auswirkungen auf Qualität, Leistungsstabilität usw. der gepulsten Laserstrahlung vermieden und eine aufwendige Regelung des Laserverstärkers entfällt.

Das erfindungsgemäße Vorgehen nutzt zudem vorzugsweise die Schwellwertabhängigkeit der nicht-linearen Wechselwirkung zwischen Bearbeitungsstrahlung und Material, indem nicht zwingend eine Ausblendung der selektierten und damit nicht zur Bearbeitung genutzten Laserpulse erfolgen muß, sondern schon eine Veränderung der selektierten Laserpulse derart
5 genügt, daß im Material keine Bearbeitungseffekte mehr erzielt werden.

Die Beeinflussung bzw. Veränderung der selektierten Laserpulse kann unter Ausnutzung verschiedenster physikalischer Prinzipien erfolgen. Ihnen ist allen gemein, daß die optischen Kenngrößen der selektierten Laserpulse so verändert werden, daß sie entweder gar nicht mehr
10 in das zu bearbeitende Material gelangen, oder zumindest dort keinen optischen Durchbruch mehr erzeugen können. Zur Veränderung kann beispielsweise das Prinzip der akusto-optischen Modulation, der polarisationsabhängigen Reflexion, faseroptische Umschaltungen oder periodische Absorptionen, beispielsweise mittels eines Chopperrades, eingesetzt werden.

15 Die erfindungsgemäße Laservorrichtung zur Materialbearbeitung bzw. das erfindungsgemäße Verfahren zur Materialbearbeitung mittels Laserstrahlen erreicht eine Schnittflächenerzeugung, die die verfügbare Ablenkgeschwindigkeit besser ausnutzt, als dies im Stand der Technik der Fall war. Eine nahezu maximale Ausnutzung erreicht man, wenn die Ablenkgeschwindigkeit und die Pulsselektion synchron zueinander erfolgen, beispielsweise unter Eingriff einer
20 entsprechenden Steuereinrichtung. Man kann dann die Selektion erhöhen, d.h. mehr Pulse selektieren, die keine optischen Durchbrüche erzeugen können, wenn die Ablenkung in der Nähe einer maximalen Ablenkgeschwindigkeit gerät. Durch Erhöhung der Selektion kommen innerhalb einer gegebenen Zeiteinheit weniger Pulse an der Ablenkeinrichtung an, die in der Lage sind einen optischen Durchbruch zu erzeugen. Es kann somit mit geringerer
25 Ablenkgeschwindigkeit gearbeitet werden. Die synchrone Ansteuerung von Ablenkung und Selektion berücksichtigt dies.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beispielshalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt:
30

- Figur 1 eine perspektivische Darstellung eines Patienten während einer Behandlung mit einem laserchirurgischen Instrument,
- Figur 2 die Fokussierung eines Strahlenbündels auf das Auge des Patienten beim
35 Instrument der Figur 1,
- Figur 3 eine schematische Darstellung zur Erläuterung einer während der laserchirurgischen Behandlung mit dem Instrument der Figur 1 erzeugten Schnittfläche,

- Figur 4 eine Ablenkvorrichtung des laserchirurgischen Instruments der Figur 1,
Figur 5 ein Blockdiagramm des Instrumentes der Figur 1,
Figur 6 eine Prinzipskizze einer Ausführungsvariante eines Laserpulsmodulators des
Instrumentes der Figur 1 und,
5 Figur 7 Zeitreihen von Laserpulsen und elektrischen Steuersignalen für den
Laserpulsmodulator der Figur 6.

10 In Figur 1 ist ein laserchirurgisches Instrument zur Behandlung eines Auges 1 eines Patienten
gezeigt, wobei das laserchirurgische Instrument 2 zur Ausführung einer refraktiven Korrektur
dient. Das Instrument 2 gibt dazu einen Behandlungs-Laserstrahl 3 auf das Auge des Patienten
1 ab, dessen Kopf in einem Kopfhalter 4 fixiert ist. Das laserchirurgische Instrument 2 ist in der
Lage, einen gepulsten Laserstrahl 3 zu erzeugen, so daß das in US 6.110.166 beschriebene
Verfahren ausgeführt werden kann. Der Laserstrahl 3 besteht aus fs-Laserpulsen mit einer
15 Pulsfrequenz zwischen 10 und 500 kHz. Die Baugruppen des Instrumentes 2 werden im
Ausführungsbeispiel von einer integrierten Steuereinheit gesteuert.

20 Das laserchirurgische Instrument 2 weist, wie in Figur 2 schematisch dargestellt ist, eine
Strahlquelle S auf, deren Strahlung in die Hornhaut 5 des Auges 1 fokussiert wird. Mittels des
laserchirurgischen Instrumentes 2 wird eine Fehlsichtigkeit des Auges 1 des Patienten dadurch
behooben, daß aus der Hornhaut 5 Material so entfernt wird, daß sich die
Brechungseigenschaften der Hornhaut um ein gewünschtes Maß ändern. Das Material wird
dabei dem Stroma der Hornhaut entnommen, das unterhalb von Epithel und Bowmanscher
Membran und oberhalb von Decemetscher Membran und Endothel liegt.

25 Die Materialentfernung erfolgt, indem durch Fokussierung des hochenergetischen gepulsten
Laserstrahls 3 mittels eines verstellbaren Teleskopes 6 in einem in der Hornhaut 5 liegenden
Fokus 7 in der Hornhaut Gewebeschichten getrennt werden. Jeder Puls der gepulsten
Laserstrahlung 3 erzeugt dabei einen optischen Durchbruch im Gewebe, welcher wiederum
eine Plasmablase 8 initiiert. Dadurch umfaßt die Gewebeschichttrennung ein größeres Gebiet,
30 als der Fokus 7 der Laserstrahlung 3, obwohl die Bedingungen zur Erzielung des Durchbruches
nur im Fokus 7 erreicht werden. Durch geeignete Ablenkung des Laserstrahls 3 werden nun
während der Behandlung viele Plasmablasen 8 erzeugt. Diese Plasmablasen bilden dann eine
Schnittfläche 9, die ein Teilvolumen T des Stromas, nämlich das zu entfernende Material der
Hornhaut 5 umschreiben.

35

Das laserchirurgische Instrument 2 wirkt durch die Laserstrahlung 3 wie ein chirurgisches
Messer, das, ohne die Oberfläche der Hornhaut 5 zu verletzen, direkt Materialschichten im
Inneren der Hornhaut 5 trennt. Führt man einen Schnitt 16 durch weitere Erzeugung von

Plasmablasen 8 bis an die Oberfläche der Hornhaut, kann ein durch die Schnittfläche 9 isoliertes Material der Hornhaut 5 seitlich in Richtung des Pfeiles 17 herausgezogen und somit entfernt werden.

5 Die Erzeugung der Schnittfläche 9 mittels des laserchirurgischen Instrumentes 2 ist in Figur 3 schematisch dargestellt. Durch Aneinanderreihung der Plasmablasen 8 in Folge stetiger Verschiebung des Fokus 7 des gepulsten fokussierten Laserstrahls 3 wird die Schnittfläche 9 gebildet.

10 Die Fokusverschiebung erfolgt dabei zum einen in einer Ausführungsform mittels der in Figur 4 schematisch dargestellten Ablenkeinheit 10, die den auf einer Haupteinfallssachse H auf das Auge 1 einfallenden Laserstrahl 3 um zwei senkrecht zueinander liegenden Achsen ablenkt. Die Ablenkeinheit 10 verwendet dafür einen Zeilenspiegel 11 sowie einen Bildspiegel 12, was zu zwei hintereinander liegenden räumlichen Ablenkachsen führt. Der Kreuzungspunkt der Hauptstrahlachse H mit der Ablenkachse ist dann der jeweilige Ablenkpunkt. Zur Fokusverschiebung wird zum anderen das Teleskop 6 geeignet verstellt. Dadurch kann der Fokus 7 in dem in Figur 4 schematisch dargestellten x/y/z-Koordinatensystem entlang dreier orthogonaler Achsen verstellt werden. Die Ablenkeinheit 10 verstellt den Fokus in der x/y-Ebene, wobei der Zeilenspiegel den Fokus in der x-Richtung und der Bildspiegel in der y-Richtung zu verstellen erlaubt. Das Teleskop 6 wirkt dagegen auf die z-Koordinate des Fokus 7. Somit ist insgesamt eine dreidimensionale Ablenkung des Fokus 7 erreicht.

Aufgrund der Cornea-Krümmung, die zwischen 7 und 10 mm beträgt, muß das Teilvolumen T auch entsprechend gekrümmt sein. Die Cornea-Krümmung erfordert sich somit eine Bildfeldkrümmung. Diese wird durch geeignete Ansteuerung der Ablenkeinheit 10 und des Teleskopes 6 wirkt.

Die Figur 5 zeigt ein vereinfachtes Blockschaltbild des laserchirurgischen Instrumentes 2 für die refraktive Chirurgie am menschlichen Auge 1. Dargestellt sind nur die wichtigsten Details: ein als Strahlquelle S dienender fs-Laser, welcher aus einem fs-Oszillator V, sowie einer oder mehreren Verstärkerstufen 13 besteht und dem hier noch ein Kompressor bzw. Pre-Kompressor 14 nachgeordnet ist; ein Laserpulsmodulator 15, der mit der Laserstrahlung aus dem Laser S beaufschlagt wird; die Ablenkeinheit 10, hier als Scanner realisiert; ein das Teleskop 6 verwirklichendes Objektiv zur Fokussierung in das zu bearbeitende Gewebe, und die Steuereinheit 17.

Der Laser S erzeugt Laserpulse mit einer Dauer im fs Bereich. Die Laserpulse gelangen zunächst in den Laserpulsmodulator 15, der (auf noch zu beschreibende Art) eine Selektion der

nicht zur Generation optischer Durchbrüche im Gewebe vorgesehenen Laserpulse vornimmt. Anschließend gelangen zumindest die nicht-selektierten Laserpulse zum Scanner 10 und durch das Objektiv 6 in das Patientenaugen 1. Sie werden dort fokussiert und erzeugen im Fokus 7 optische Durchbrüche. Die selektierten Laserpulse können zwar ebenfalls zum Scanner 10 gelangen, auch weiter zum Objektiv 6 und ins Auge 1, doch unterscheiden sie sich hinsichtlich mindestens eines physikalischen Parameters derart von den übrigen Laserpulsen, daß sie im Auge 1 keinen optischen Durchbruch bewirken.

Hinsichtlich der Position des Laserpulsmodulators 15 gibt es verschiedene Möglichkeiten. Es ist mitunter vorteilhaft, ihn bereits unmittelbar nach der letzten Verstärkerstufe 13, also noch vor dem Kompressor/Pre-Kompressor 14 anzuordnen. Er kann somit auch in den Bauraum des Lasers S integriert sein, befindet sich aber immer nach der Verstärkung und dem Oszillator. Wird ein cavity-dumped Oszillator verwendet, so befindet sich der Laserpulsmodulator 15 immer innerhalb des Resonators

In Figur 6 ist eine Ausführungsvariante des Laserpulsmodulators 15 dargestellt. Der erzeugte Laserstrahl 3 wird zunächst mittels Linsen 21 und 22 geformt und anschließend in einen akusto-optischen Modulator 23 (AOM) geleitet. Die Linsen 21 und 22 stehen beispielhaft für zur Strahlformung geeignete optische Bauelemente (z.B. Spiegel, Linsen, DOE).

Der AOM 23 wird durch ein elektrisches Steuersignal von der Steuereinheit (hier nicht dargestellt) derart angesteuert, daß die nicht zur Erzeugung optischer Durchbrüche vorgesehenen Laserpulse selektiert werden. Der Vorgang der Selektion besteht im dargestellten Fall in einer Beugung der Laserpulse im AOM 23 und ungebeugte Transmission der übrigen Laserpulse.

Die gebeugten Laserpulse werden an einer Strahlfalle 24 absorbiert oder sind zumindest nicht mehr in der Lage, optische Durchbrüche zu bewirken. Auf die Strahlfalle 24 kann dann evtl. verzichtet werden. Die Wirkung der Überlagerung der durch die Beugung hervorgerufenen Richtungsänderung der selektierten Laserpulse mit einer Amplitudenmodulation der hier ausgeführten Variante des Laserpulsmodulators 15 besteht darin, die Pulsspitzenleistung der selektierten Laserpulse derart zu verringern, daß sie auch nach Fokussierung im Auge 1 keinen optischen Durchbruch mehr hervorrufen. Die restlichen Laserpulse bleiben im wesentlichen unverändert und erzeugen im Auge 1 optische Durchbrüche.

Eine invertierte Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung, bei der die selektierten Laserpulse einen AOM 23 ungebeugt passieren und die übrigen Laserpulse geeignet gebeugt werden, ist natürlich ebenfalls möglich.

Vorteilhaft ist an dieser Variante, daß die nicht zur Erzeugung optischer Durchbrüche vorgesehenen, selektierten Laserpulse vollständig aus dem Bearbeitungslaserstrahl entfernt werden können. Allerdings erfahren die übrigen Laserpulse beim Beugungsprozess ebenfalls
5 einige Veränderungen, die ihre Eignung für die Materialbearbeitung verringern könnten. Diese Veränderungen stehen wesentlich mit der hohen spektralen Bandbreite ultrakurzer Laserpulse im Zusammenhang und sind oft aufwandgering kompensierbar.

Als Modulator kann anstelle des beschriebenen AOM 23 auch ein elektrooptischer Modulator
10 (EOM), eine Pockelszelle, ein Flüssigkristallelement (LC-Element), ein faseroptisches Schaltelement oder ein Chopperrad verwendet werden, jeweils ergänzt um Bauelemente, die eine Transformation der primär veränderten optischen Eigenschaften der selektierten Laserpulse so bewirken, daß die Entstehung von optischen Durchbrüchen im Fokus verhindert
15 ist.

Auch kann zum Zweck der Selektion beispielsweise eine zeitliche Laserpulsverlängerung (Streckung) durch Dispersion erfolgen. Dieser Effekt läßt sich beispielsweise durch eine Polarisationsdrehung der selektierten Laserpulse mittels einer geeigneten Transformation -
20 beispielsweise durch Verwendung polarisationsabhängiger Reflektion - erreichen. Schnelle Polarisationsdrehungen kann man mit Pockelszellen herbeiführen.

Eine Wellenfrontveränderung der selektierten Laserpulse, die zu mangelhafter Fokussierung und damit zum Ausbleiben optischer Durchbrüche führt, ist natürlich ebenfalls möglich. Die
25 selektierten Laserpulse sind dann so defokussiert, daß die Spitzenenergiedichte nicht mehr zur Initiierung optischer Durchbrüche reicht. Solche Wellenfrontveränderungen können z.B. durch Flüssigkristallelemente oder auch durch Membranspiegel, wie sie aus der adaptiven Optik bekannt sind, erzielt werden.

Die Steuereinheit 18 leistet die Ansteuerung der Laserpulsselektion. Ein geeignetes
30 Ansteuersignal A ist in Figur 7 beispielhaft angegeben. Dargestellt ist weiter, wie die Laserpulsintensität der mit konstanter Pulsfrequenz vom letzten Laserverstärker emittierten Laserpulse P so moduliert wird, daß dadurch die gewünschte Selektion erfolgt. Die selektierten Laserpulse SP mit geringer Pulsintensität bewirken im Material keine Plasmaentstehung und die effektive Pulsfrequenz bearbeitender Laserpulse AP wird somit verringert. Im Falle der
35 Verwendung eines AOM stellt das dargestellte Ansteuersignal A die Einhüllende des elektrischen Hochfrequenzsignals dar, mit dem der AOM betrieben wird.

Das beschriebene Konzept ist für die Anwendung bei der Lasermaterialbearbeitung,

insbesondere der Mikromaterialbearbeitung mit spektral breitbandigen Laserpulsen vorteilhaft einsetzbar. Denn bei der Verwendung spektral breitbandiger Laserpulse wird eine Wirkung im Material meist dadurch erzielt, daß eine hohe Photonendichte eine nicht-lineare Wechselwirkung des Materials mit der Bearbeitungsstrahlung zur Folge hat, die wiederum eine
5 gewünschte Veränderung im Material hervorruft. Diese nicht-lineare Wechselwirkung läßt sich besonders einfach verhindern, da sie eine starke Schwellwerteigenschaft zeigt, d.h. erst oberhalb eines Schwellwertes für die Strahlungsleistungsdichte einsetzt.

Durch Veränderung der Strahlparameter läßt sich der Bearbeitungseffekt für jeden Puls präzise
10 auswählen. Die vorgeschlagene Vorrichtung ist auch bei der Bearbeitung nicht-organischer Materialien verwendbar, z.B. bei einer Herstellung von Wellenleiterstrukturen in transparenten Materialien. Aber auch eine Verwendung im Zusammenhang mit der Herstellung mikromechanischer Bauelemente kann vorteilhaft erfolgen.

Patentanwälte
GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (0 89) 5 46 15 20 · Telefax: (0 89) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 29 15 21 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/053

16. Dezember 2003
K/22/kk

Patentansprüche

- 5 1. Laservorrichtung zur Materialbearbeitung, mit einer gepulste Laserstrahlung (3) bereitstellenden Laserstrahlquelle (S) und einer variablen Ablenkeinrichtung (10), die die Laserstrahlung (3) an verschiedenen, wählbaren Stellen ins Material (5) zur Erzeugung optischer Durchbrüche einbringt, **gekennzeichnet durch** eine Pulsselektionseinrichtung (15), die selektierte Laserpulse (SP) der gepulsten Laserstrahlung (3) so hinsichtlich mindestens
- 10 eines optischen Parameters verändert, daß mit den veränderten Laserpulsen (SP) keine optischen Durchbrüche erzeugbar sind.
2. Laservorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulsselektionseinrichtung (15) nicht-aufeinanderfolgende, gemäß einer Selektionsfrequenz
- 15 zeitlich äquidistante Laserpulse verändert.
3. Laservorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulsselektionseinrichtung (15) die Laserpulse mindestens hinsichtlich einem der folgenden Parameter verändert: Phase, Amplitude, Polarisation, Ausbreitungsrichtung oder Strahlprofil.
- 20 4. Laservorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulsselektionseinrichtung (15) einen akusto-optischen Modulator (23), eine Pockelszelle, ein faseroptisches Schaltelement und/oder ein Chopperrad umfaßt.
- 25 5. Laservorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Steuereinrichtung (18), die die Pulsselektionseinrichtung (15) und die Ablenkeinrichtung (10) synchronisiert ansteuert.
- 30 6. Laservorrichtung nach den Ansprüchen 2 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (18) die Pulsselektionseinrichtung (15) und die Ablenkeinrichtung (10) zur

Erzeugung der optischen Durchbrüche entlang einer vorbestimmten Bahn ansteuert und, wenn eine aktuelle Ablenkgeschwindigkeit der Ablenkeinrichtung (10) dabei nahe einer maximalen Ablenkgeschwindigkeit gerät, die Selektionsfrequenz erhöht und darauf abgestimmt die aktuelle Ablenkgeschwindigkeit herabsetzt.

5

7. Verfahren zur Materialbearbeitung mittels Laserstrahlung, bei dem gepulste Laserstrahlung erzeugt und veränderlich zur Erzeugung optischer Durchbrüche ins Material abgelenkt wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß selektierte Laserpulse der gepulsten Laserstrahlung hinsichtlich eines optischen Parameters so verändert werden, daß die

10

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß nicht-aufeinanderfolgende, zeitlich äquidistant Laserpulse gemäß einer Selektionsfrequenz verändert werden.

15

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserpulse mindestens hinsichtlich einem der folgenden Parameter verändert werden: Phase, Amplitude, Polarisation, Ausbreitungsrichtung oder Strahlprofil.

20

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Ablenkung der Laserstrahlung und die Veränderung der selektierten Laserpulse synchron erfolgt.

25

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Ablenkung der Laserstrahlung und die Selektion der Laserpulse eine Erzeugung von optischen Durchbrüchen entlang einer vorbestimmten Bahn im Material (5) bewirken, wobei, wenn eine aktuelle Ablenkgeschwindigkeit der Ablenkung dabei nahe einer maximalen Ablenkgeschwindigkeit gerät, die Selektionsfrequenz erhöht und darauf abgestimmt die aktuelle Ablenkgeschwindigkeit herabgesetzt wird.

FIG 1

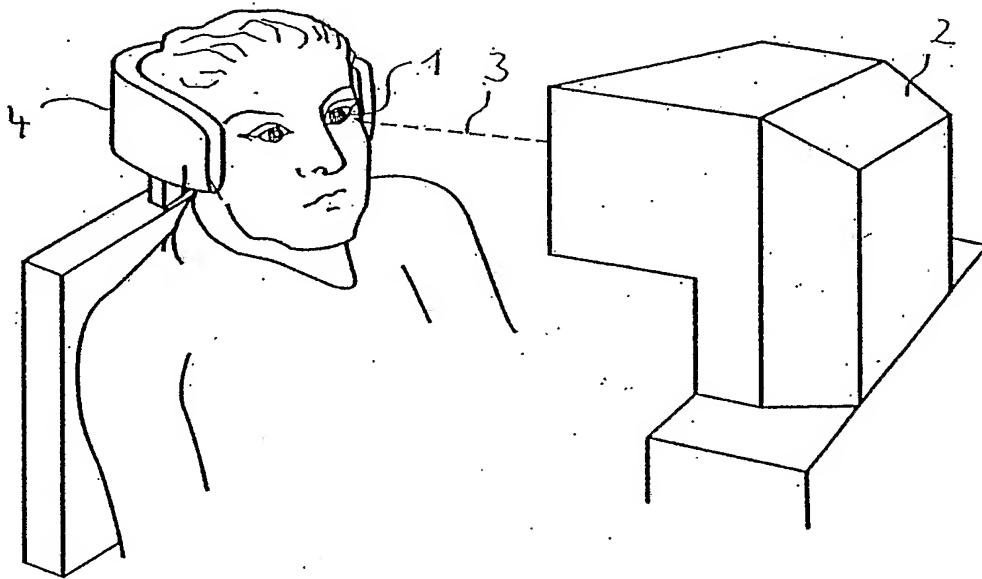


FIG 2

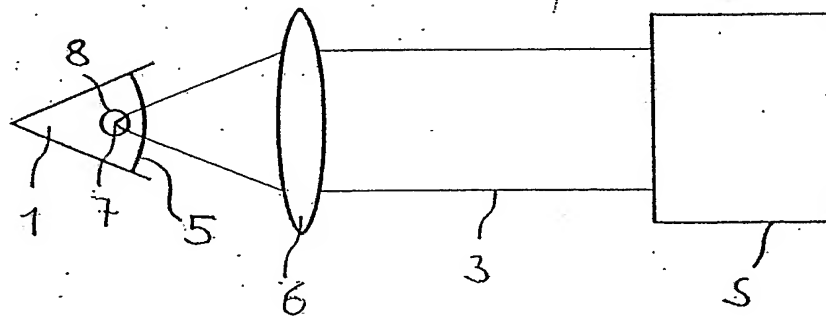


FIG 3

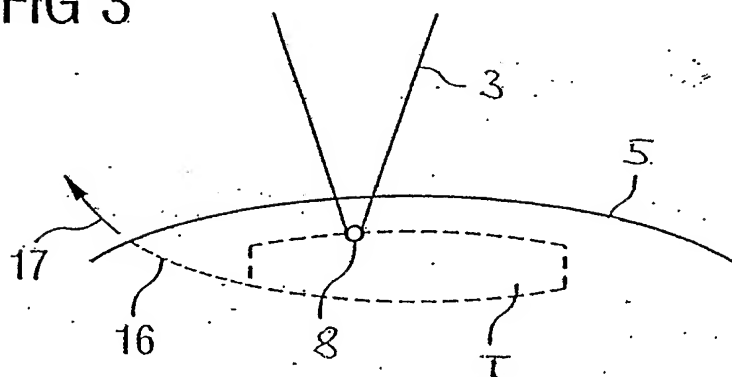
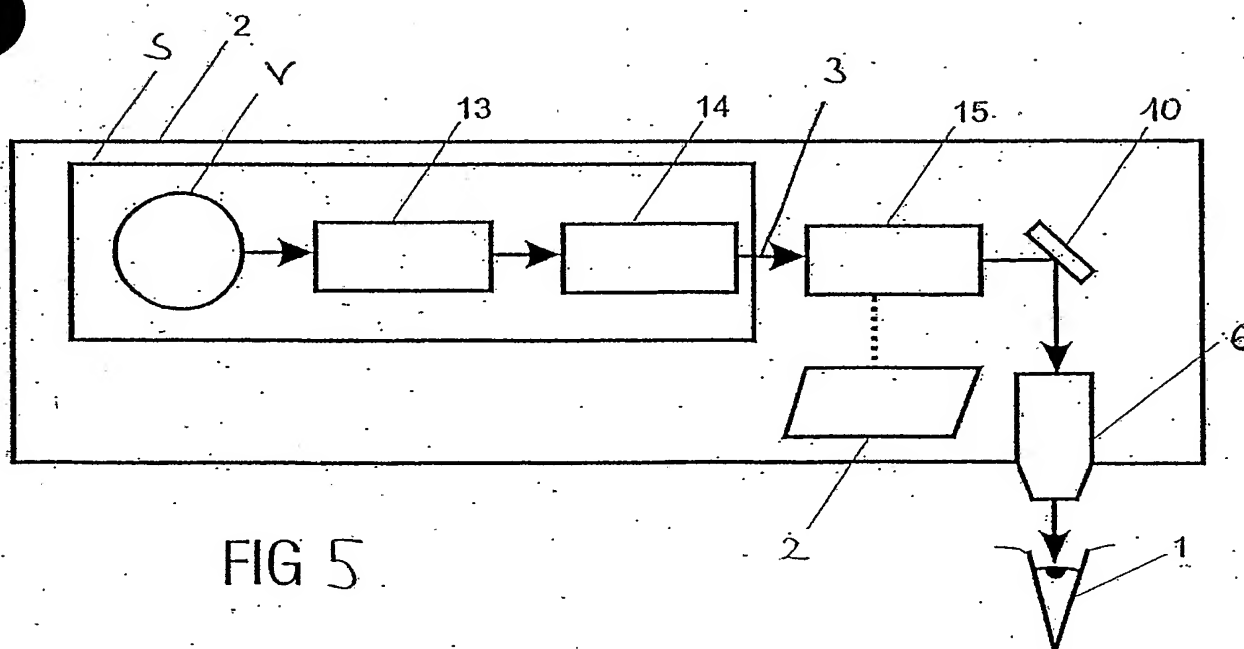
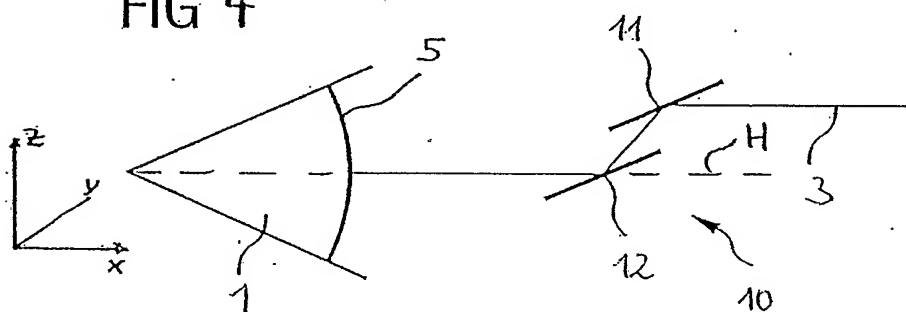


FIG 4



3/3

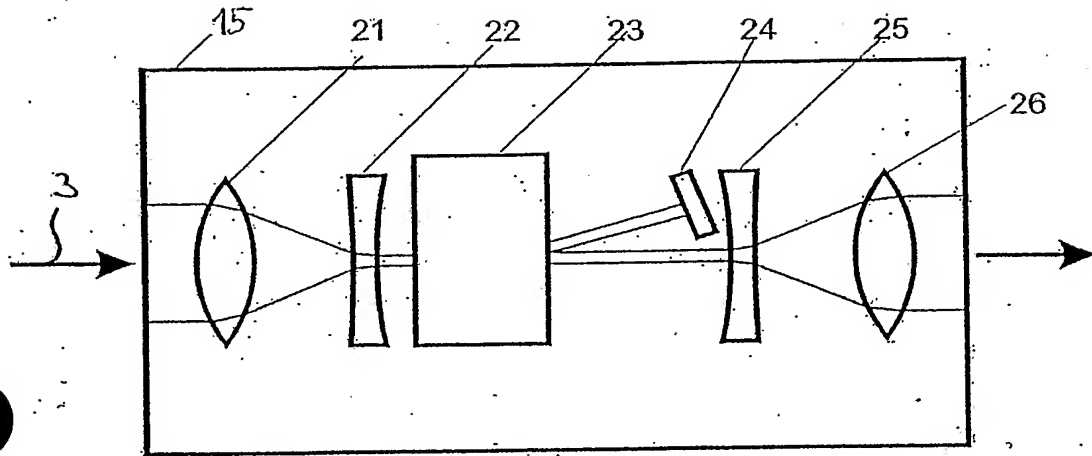


FIG 6

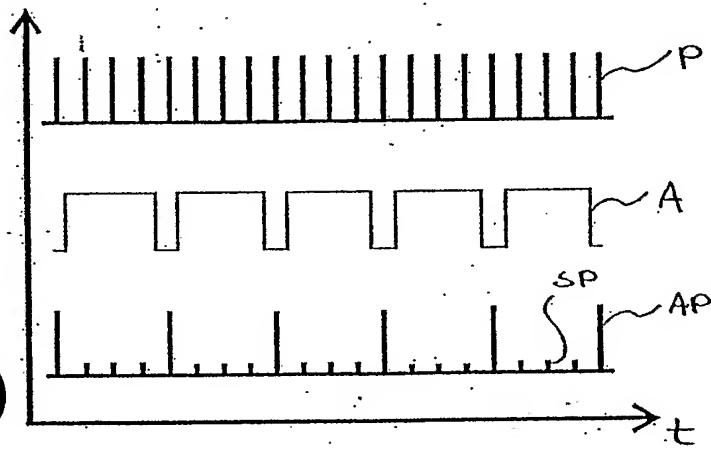


FIG 7

Patentanwälte
GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / *Munich Offices*:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / *Jena Offices*:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 29 15 21 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/053

16. Dezember 2003
K/22/kk

Zusammenfassung

- 5 Bei einer Laservorrichtung zur Materialbearbeitung, mit einer gepulste Laserstrahlung (3)
bereitstellenden Laserstrahlquelle (S) und einer variablen Ablenkeinrichtung (17), die die
Laserstrahlung (3) an verschiedenen, wählbaren Stellen ins Material (1) zur Erzeugung
optischer Durchbrüche einbringt, ist vorgesehen eine Pulsselektionseinrichtung (15), die
selektierte Laserpulse der gepulsten Laserstrahlung (3) so hinsichtlich mindestens eines
10 optischen Parameters verändert, daß mit den veränderten Laserpulsen keine optischen
Durchbrüche mehr erzeugbar sind.

(Fig. 5)

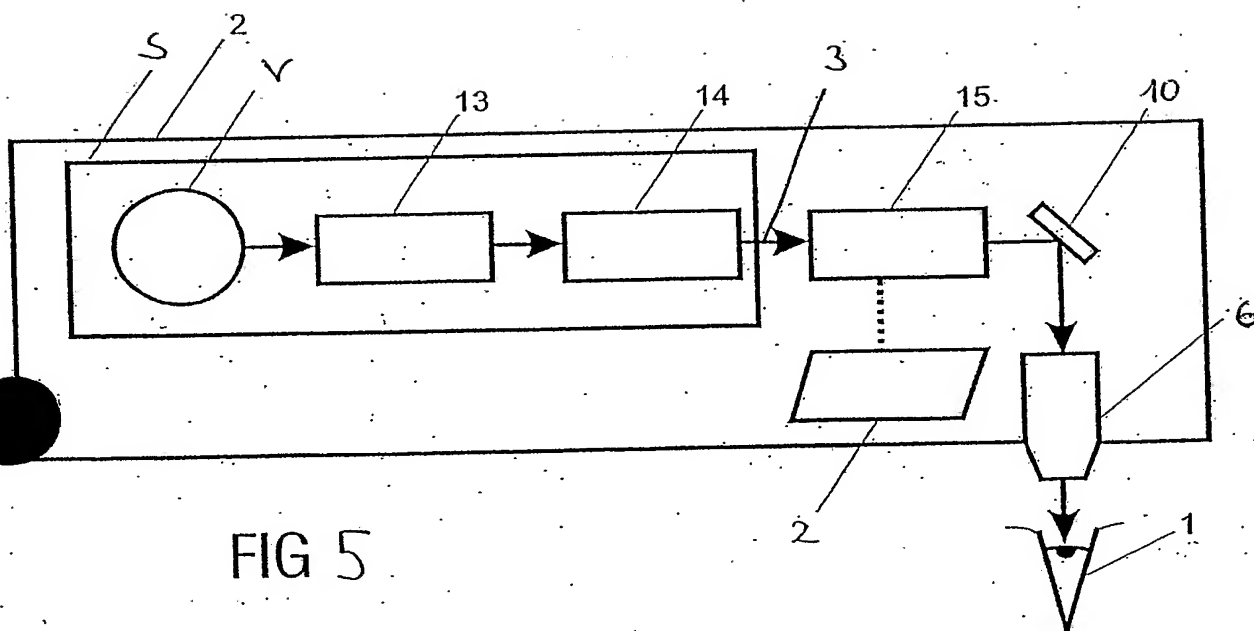


FIG 5